

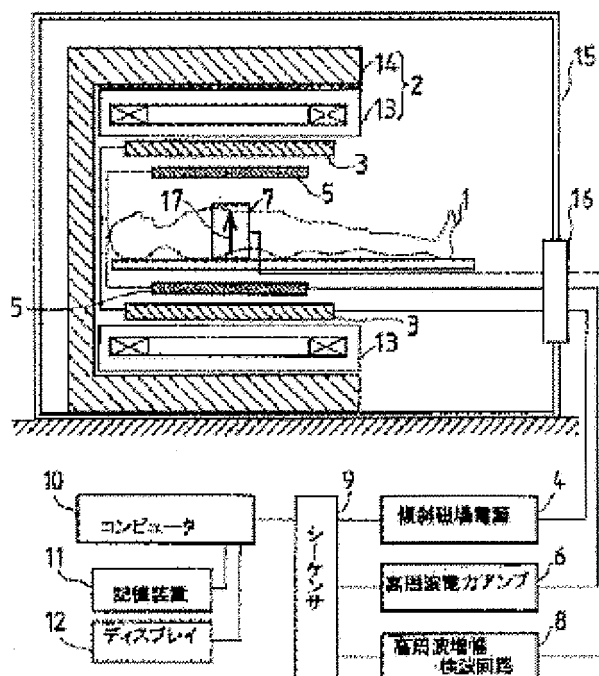
## MAGNETIC RESONANCE IMAGING APPARATUS

**Patent number:** JP2002263080  
**Publication date:** 2002-09-17  
**Inventor:** TSUDA MUNETAKA  
**Applicant:** HITACHI MEDICAL CORP  
**Classification:**  
- international: **A61B5/055; G01R33/3815; H01F6/00; A61B5/055; G01R33/38; H01F6/00; (IPC1-7): A61B5/055; G01R33/3815; H01F6/00**  
- european:  
**Application number:** JP20010067151 20010309  
**Priority number(s):** JP20010067151 20010309

Report a data error here

### Abstract of JP2002263080

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To provide an MRI apparatus employing an open type magnet structure suitable from an aspect of safety control by restricting a magnetic field intensity range exerting effect on peripheral machinery in a magnet arranged chamber and to use machinery high in operability employing a color CRT of high resolving power in the periphery of the magnet arranged chamber.  
**SOLUTION:** A superconductive coil 13 and a shield 14 are incorporated in a static magnetic field generating magnet 2. The magnetic flux at the center of a magnetic field has, for example, high magnetic field intensity of 0.5 millitesla and the shape and weight of the shield 14 is set so as to minimize a distribution range wherein a leak magnetic field is 0.5 millitesla. Further, the leak magnetic field to the outside of a shield room 15 is set to 0.1 millitesla or less by combining a silicon steel plate 27 with a part of the wall surface of the shield room 15. By this constitution, a color CRT display 12 displaying the operation data or examination result of the MRI apparatus can be arranged in close vicinity to the shield room 15.



Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide



(51) Int.Cl.<sup>7</sup>

識別記号

F I

テーマコード(参考)

A 6 1 B 5/055

A 6 1 B 5/05

3 3 1 4 C 0 9 6

G 0 1 R 33/3815

G 0 1 N 24/06

5 1 0 C

H 0 1 F 6/00

Z A A

H 0 1 F 7/22

Z A A A

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 6 頁)

(21) 出願番号 特願2001-67151(P2001-67151)

(71) 出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(22) 出願日 平成13年3月9日(2001.3.9)

(72) 発明者 津田 宗孝

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株

式会社日立メディコ内

Fターム(参考) 4C096 AB32 AB48 CA02 CA16 CA32

CA38 CA39 CA42 CA43 CA44

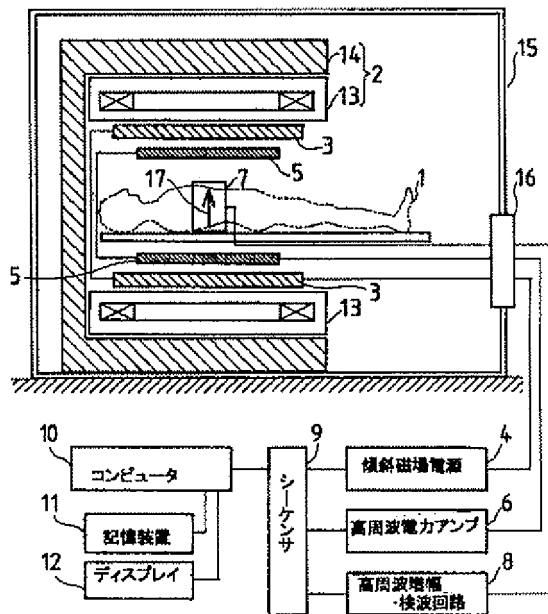
FC02

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

(57) 【要約】

【課題】 開放型の磁石構造を採用したMRI装置において、周辺機器に影響を与える磁場強度範囲を磁石設置室内に制限することで安全管理上好適な装置を提供する。更に、高解像度のカラーCRTを採用した操作性の高い機器を磁石設置室周辺で用いられるようにする。

【解決手段】 静磁場発生磁石2に超電導コイル13とシールド14を組み込む。磁場中心における磁束が例えば0.7テスラの高い磁場強度であり、漏洩磁界が0.5ミリテスラの分布範囲が最小になるようにシールド14の形状と重量が設定される。更に、シールド部屋15の壁面の一部に珪素鋼板27を組合せることで、シールド部屋15の外部への漏洩磁界は0.1ミリテスラ以下にした。これにより、MRI装置の操作情報や検査結果を表示するカラーCRTディスプレイ12をシールド部屋15に近接して配置することができる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検体の置かれる空間に一定の磁場強度を発生する静磁場発生手段と、磁場強度勾配を発生する傾斜磁場発生手段と、高周波磁場発生手段と、被検体から発生する核磁気共鳴信号を検出する手段と、該静磁場発生手段と傾斜磁場発生手段と高周波発生手段と核磁気共鳴信号を検出する手段とを包囲して外部からの電界を遮蔽する電界遮蔽手段と、前記核磁気共鳴信号を処理し、その結果を表示する手段とを備えた磁気共鳴イメージング装置において、

前記静磁場発生手段は、前記空間の上方及び／または下方に配置され垂直方向の磁場を発生する超電導コイルと、前記空間外へ漏洩する磁界を低減する漏洩磁界低減手段とにより構成され、

前記電界遮蔽手段は、前記漏洩磁界を実質的に低減することで磁界を遮蔽する磁界遮蔽手段を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項2】 前記漏洩磁界低減手段は、前記超電導コイルと磁気回路を構成する第1の強磁性体により構成したことを特徴とする請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項3】 前記漏洩磁界低減手段は、前記超電導コイルと前記超電導コイルが発生する磁束に対して極性が逆向きの磁束を発生する第1のキャンセルコイルにより構成したことを特徴とする請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項4】 前記磁界遮蔽手段は、第2の強磁性体により構成したことを特徴とする請求項2又は3記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項5】 前記磁界遮蔽手段は、漏洩磁界の磁束に対して極性が逆向きの磁束を発生する第2のキャンセルコイルにより構成したことを特徴とする請求項2又は3記載の磁気共鳴イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明が属する技術分野】本発明は磁気共鳴イメージング(以下、MRIと称する)装置に係わり、特に、被検者に圧迫感を与えない開放型の磁石を採用し、かつ、その漏洩磁界を最小限の空間に収めることを可能にしたMRI装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、MRI装置の利用として、検査中に治療を行うインターベンショナル手技が行われるようになり、また被検者に与える圧迫感を緩和するために、静磁場発生磁石として従来の細長い筒状のソレノイドコイルに代わり一対の永久磁石や常電導磁石などを被検体の上下に配置した開放型のMRI装置が開発され、普及している。

【0003】一方、MRI画像をリアルタイムで得るために、エコープレーナイメージング(EPI)やフルオロスコ

ピーなどの高速の撮影手法が行われるようになり、静磁場発生磁石としても高い磁場強度を実現できるものが求められるようになった。

【0004】開放型構造の磁石で、その発生磁場強度を向上する技術として、超電導コイルを組み込んだ磁石の開発が進められている(例えば、特開平10-179546号公報、特開平11-155831号公報や特開平11-197132号公報、米国特許5,883,558号公報など)。

【0005】上述の超電導コイルを組み込んだ開放型磁石では0.7テスラから1.0テスラの磁場強度を達成することが可能であり、これは従来の永久磁石や常電導コイルを用いた磁石の2.5倍から5倍の値が得られ、リアルタイム計測で十分な画像を確保することができるようになっている。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】しかし、被検者が配設される検査空間において高い静磁場強度を達成したことにより、磁石の周囲に存在する磁束密度が多くなるという問題が生じている。この問題は、特に開放構造の磁石を用いるMRI装置で顕著となる。この磁石外に存在する磁束密度は漏洩磁場強度と呼ばれ、磁石中心から0.5ミリテスラの位置までの距離で定義され、通常この距離はMRI装置(磁石装置)を設置した室内の大きさと同じかそれ以下であることが望まれる。何故ならば、0.5ミリテスラ以上の空間は心臓ペースメーカなどの生命維持装置や電子機器への悪影響が指摘されており、安全上管理されなければならない。上記従来技術では強磁性体からなるヨークを組み合わせた磁気回路を構成することで漏洩磁場を低減するパッシブシールド方式や、磁場を発生するコイル(メインコイル)に対し逆方向の磁場を発生するキャンセルコイルを組み合わせることで漏洩磁場を低減するアクティブシールド方式が提案されている。

【0007】このパッシブシールド方式のみで漏洩磁場を設置室の大きさに制限しようすると、磁場強度が0.7テスラから1.0テスラの磁石で要するシールドの重量は40トン以上、シールドを組み合わせた磁石装置の高さが2.9メートルを超え、一般的な建築物への搬入が困難となった。

【0008】一方、アクティブシールド方式では被検体が置かれる空間にはメインコイルで磁束を発生し、キャンセルコイルで逆の磁束を発生することになる。従って、被検体が置かれる空間にはメインコイルとキャンセルコイルの差分である磁束が発生するが、この磁束密度が0.7テスラから1.0テスラの強度を持たせ、かつ、磁石外の漏洩磁場を磁石の設置室内に収めようすると、メインコイルとキャンセルコイルの間隙を大きく確保しなければならず、キャンセルコイルを含めた磁石の大きさは3メートルを超えてしまい、やはり一般的な建て屋に設置可能な大きさの磁石を実現することが不可能である。

【0009】上記従来技術で、被検体を配設する空間の上方及び／または下方に超電導コイルを配置し、垂直方向に磁束を発生する0.7テスラ以上静磁場強度で開放構造の実用的な大きさの磁石では、漏洩磁場0.5ミリテスラの範囲が垂直方向では3.8メートル、水平方向では4.8メートルに達し、設置室の空間内に抑えることが事実上不可能である。即ち、垂直方向で磁石中心から3.8メートルは階上の床を超える位置相当する。更に、安全管理上の漏洩磁場0.5ミリテスラ空間の縮小のみならず、磁石装置の設置室の周囲や階上でのカラーCRT等の機器への影響を避けたいとする要望もある。カラーCRTは外部磁場の影響を受けやすく、例えば0.1ミリテスラ程度でも画面の歪や色ずれを起こす。即ち、この要望を満たすには、磁石装置の設置室の真横や階上の机上の位置(磁石中心から約3メートル)で漏洩磁場を0.1ミリテスラ以下に低減する必要がある。

【0010】本発明は上記観点に鑑みてなされたもので、開放型の高磁場MRI装置の漏洩磁場を設置室の空間に抑え、安全性を向上することを目的とする。またMRI装置等の操作性を向上するカラーCRTを用いた機器をMRI装置の設置した周辺で使用できるようにした開放型のMRI装置を提供することを目的とする。

【0011】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成する本発明のMRI装置は、被検体の置かれる空間に一定の磁場強度を発生する静磁場発生手段と、磁場強度勾配を発生する傾斜磁場発生手段と、高周波磁場を発生する手段と、被検体から発生する核磁気共鳴信号を検出する手段と、これらの手段を外部の電界と遮蔽する手段と、前記核磁気共鳴信号を処理し、その結果を表示する手段とからなるMRI装置において、静磁場発生手段は、前記空間の上方及び／または下方に配置され、垂直方向に磁場を発生する超電導コイルと、この超電導コイルが発生する磁束に対して磁気回路を構成する鉄等の強磁性体または逆方向の磁束を発生するキャンセルコイルを備え、更に、前記電界遮蔽手段は珪素鋼板等の強磁性体若しくはキャンセルコイルによる磁気遮蔽効果を持たせたものである。

【0012】静磁場発生手段に超電導コイルと強磁性体またはキャンセルコイルを組み合わせることで、漏洩磁界を大幅に縮小し、更に、磁石装置設置室の壁面の少なくとも一部に強磁性体若しくはキャンセルコイルによる磁気遮蔽効果を組み込むことで、安全管理上必要な漏洩磁界空間をMRI装置(磁石装置)の設置室内に限定することができ、MRI装置の安全性を高めることができる。例えば、磁石装置設置室の大きさ(縦5メートル横8メートル高さ2.8メートル)の1/2値である1.4から4メートル以内に漏洩磁場0.5ミリテスラを抑えることができる。これによりMRI装置の周辺機器にカラーCRT方式のディスプレイの採用を可能にし、MRI装置および周辺機器の操作性と視認性を向上することができる。

【0013】

【発明の実施の形態】以下、本発明の好適な実施例について図面を参照して説明する。

【0014】図1は本発明を適用したMRI装置の全体構成図である。このMRI装置は被検体1が置かれる空間を挟むように配置された静磁場発生磁石2と、この静磁場発生磁石2の内側にそれぞれ配置された傾斜磁場コイル3と、さらにその内側に配置された高周波コイル5と、被検体1から発生するNMR信号を検出する検出コイル7とを備えている。

【0015】これら磁場発生系はおよび信号検出系は外部の電磁波が検出コイル7に混入して、検査データの雑音成分となることを防ぐため、電磁波遮蔽手段を有するシールド部屋15に設置してある。シールド室15は外部から電磁波が雑音として混入するのを防ぐとともに、漏洩磁界0.5ミリテスラ以上の安全管理区域を仕切る二つの機能を果たしている。

【0016】さらにこのMRI装置は、各コイルの電源系(傾斜磁場電源4、高周波電力アンプ6)、高周波増幅・検波器8、各コイルの動作タイミングを制御するシーケンサ9及び装置の制御を行うとともにNMR信号を処理し画像化するコンピュータ10を備え、これらはシールド部屋15の外に設置されている。

【0017】シールド部屋15の天井部や壁面の一部に珪素鋼板が組み込まれ、シールド部屋15外への漏洩磁界を最小限に抑えている。

【0018】静磁場発生磁石2は、図示する実施例では対向した一対の超電導コイル13と超電導コイル13が発生する磁束に対して磁気回路を構成するシールド14を有している。従って、被検体1が置かれる空間には磁場強度0.7テスラで、磁束の方向は矢印17に示すように床から天井に向かっており、その磁場均一度は被検体1が配設される直径40センチメートルの球空間で約3ppm以下になるように調整されている。この磁場調整は例えば超電導コイル13の表面に複数の磁性体小片を貼り付けるパッシブシミング方式によって実現される。

【0019】またこれら一対の超電導コイル13を有する静磁場発生磁石2は、その間に開放された空間が設けられるように1ないし複数本の支柱によって支持され、術者が空間内に置かれた被検体に対し、その両側からインターベンショナル手技を施すことができるように構成されている。

【0020】傾斜磁場コイル3は、互いに直交するx, y, zの3軸方向に磁束密度を変化させるように巻かれた3組の傾斜磁場コイル3からなり、それぞれ傾斜磁場電源4に接続され、傾斜磁場発生手段を構成する。シーケンサ9からの制御信号に従って傾斜磁場電源4を駆動して傾斜磁場コイル3に流れる電流値を変化させることにより3軸からなる傾斜磁場Gx, Gy, Gzを被検体1に印可するようになっている。この傾斜磁場は、被検体1の検査部位か

ら得られるNMR信号の空間的な分布を把握するのに用いられる。傾斜磁場コイル3と傾斜磁場電源4の接続は、外部からの電磁波が混入しないようにシールド部屋15のシールド導体に接続されたフィルター回路16を介して行われている。

【0021】高周波コイル5は、高周波コイル5に高周波電流を流すための高周波電力アンプ6に接続され、被検体1の検査部位の原子核(通常、水素原子核が用いられている)を共鳴励起するための高周波磁場を発生する。高周波電力アンプ6はシーケンサ9の制御信号で制御されている。高周波コイル5と高周波電力アンプ6の接続も、外部からの電磁波ノイズが混入しないよう同軸ケーブルが用いられ、その外部導体はシールド部屋15のシールド導体と接続されている。

【0022】検出コイル7は高周波増幅・検波回路8に接続されており、NMR信号を検出する手段を構成する。高周波増幅・検波回路8は検出コイル7で検出したNMR信号を増幅・検波するとともに、コンピュータ10による処理が可能なデジタル信号に変換する。高周波増幅・検波回路8もシーケンサ9でその動作タイミングが制御されている。検出コイル7と高周波増幅・検波回路8の接続も電磁波が混入しないように同軸ケーブルが用いられ、その外部導体はシールド部屋15の導体に接続されている。

【0023】コンピュータ10はデジタルに変換されたNMR信号を用いて画像再構成、スペクトル計算等の演算を行うとともに、シーケンサ9を介してMRI装置の各ユニットの動作を定められたタイミングで制御する。コンピュータ10とデータを記憶する記憶装置12と処理後のデータを表示するディスプレイ装置11とで演算処理系が構成される。

【0024】図2と図3はこのようなMRI装置の配置を説明する図で、図3は図2のA-A'断面を示す。上述した磁場発生系および信号検出系は一体としてガントリー21に組み込まれ、被検者1を載置する患者テーブル22とともに磁石装置設置室であるシールド部屋15内に収められている。

【0025】一方、各磁場発生手段の駆動電源である傾斜磁場電源4、高周波電力アンプ6および高周波増幅・検波回路8は、二つの筐体23、24に収められシールド部屋15の近傍に設置してある。これらの傾斜磁場電源4、高周波電力アンプ6および高周波増幅・検波回路8とガントリー21内の各磁場発生コイルおよび信号受信用の検出コイル7との接続は上述したようにフィルター回路16を経由して(図には記載していないケーブルで)接続される。

【0026】また各駆動電源系および信号受信系を制御するとともに受信したNMR信号を処理するコンピュータ10等は操作卓25に組込まれている。シールド部屋15の壁の一部には電磁波を遮蔽する金網を貼った透視窓26が設けられ、操作者(図には記載していない)は操作卓25越しに透視窓26を通してガントリー21内が見通せるようになって

いる。ディスプレイ12は操作卓25の上に設置され、操作者は移動することなくガントリー21内とディスプレイ12の両方を見ることができる。

【0027】ここで、図1に示すシールド14を備えた静磁場発生磁石2の漏洩磁場0.5ミリテスラの分布範囲はそれぞれ磁石中心から水平面(xy面)の患者テーブル22の方向(+y軸)で4メートル、その反対方向(-y軸)で3.1メートル、横軸方向(x軸)は3.5メートル、そして垂直面の天井方向(z軸)は3.5メートルである。この分布形状は静磁場中心と2本の支柱中心とをそれぞれ結ぶ線が交わる角度は180度より小さく(或は大きく)、これによって静磁場中心に載置された被検者の頭部から両側にかけて広く開放された空間を設けた静磁場発生磁石2の構造による。

【0028】一方、静磁場発生磁石2を設置したシールド部屋15の大きさは、横幅(x軸)が5.4メートル、長さ(y軸)が6.8メートル、高さ(z軸)が2.8メートルである。先の漏洩磁場0.5ミリテスラの分布範囲はシールド部屋15の一部を超えることになる。本実施例のシールド部屋15は天井壁面151、背壁面152それに両側壁面153に4ミリメートル厚の珪素鋼板27組込まれているので、漏洩磁場0.5ミリテスラの分布範囲は大きく縮小され、線28で示すようにシールド部屋15内に制限することができる。磁束密度は目視することができないので、本実施例のように構造物の境界面で磁場強度0.5ミリテスラの分布範囲を規定することができることは安全管理上極めて有効な手段となる。更に、線29に示す様に、カラーCRT等の機器に悪影響を及ぼす0.1ミリテスラの磁場分布の範囲も大幅に縮小することができ、シールド部屋15の周辺や階上の机上レベル30の位置で漏洩磁場に影響されること無く機器を操作することができる。

【0029】次に、本発明による静磁場発生磁石の第2の実施例を説明する。図4はこの静磁場発生磁石の側面を示す図で、図5はそのB-B'断面とそれが設置されるシールド部屋を示す図である。図示するように、複数(図示する実施例では2個)の超電導コイル41、42がそれぞれ液体ヘリウム等冷媒を入れた容器および外部と温度を遮断するための真空容器を一体的に組込んだクライオスタッド43に組込まれて、被検体が置かれる空間44を挟んで上下に配置されている。上側のクライオスタッド43および下側のクライオスタッド43は2本の支柱45、45によって支持されている。

【0030】図1の実施例と同じく、磁場中心と2本の支柱中心とそれぞれ結ぶ線が交わる角度は180度より小さく(或は大きく)、これによって下側クライオスタッド43上に載置された被検体の頭部から両側にかけて広く開放された空間が提供される。

【0031】各クライオスタッド43において、複数のコイルのうち空間44に近い位置に配置されたメインコイル41は矢印46の方向に磁束密度Aを発生させるように電流

が流れている。空間44から遠い位置に配置されたキャンセルコイル42には矢印34の逆向きに磁束密度Bを発生させるように電流がながれている。

【0032】従って各位置における磁場強度は磁束密度Aと磁束密度Bの差分(A-B)となるが、空間44ではこの差分である磁束の方向が矢印46の方向であって目的の磁場強度、例えば0.7テスラであるようにするとともに、静磁場磁石の外側、例えば空間44の中心から2.5メートル離れた位置47では磁場強度は0.5ミリテスラ以下となるように調整する。

【0033】この調整は、キャンセルコイル43の巻数、径およびコイルに流す電流を調整することにより行われ、一般的にはキャンセルコイルとしてメインコイルよりも巻数が少なく、径の大きいコイルを用い、これを図示するようにメインコイルの外側に配置することにより実現できる。具体的な数値は、メインコイルが発生する磁束や目的とする位置の磁場強度に応じて適宜選択されるが、磁石全体を実用的な大きさに抑えるには、空間47の位置を磁石に近づけることには限界がある。

【0034】空間44から垂直方向に1.4メートル離れた位置48(静磁場発生磁石を設置するシールド部屋49の天井の位置)の磁場強度は0.5ミリテスラ以上になるので、シールド部屋49の一部分にのみ磁束をキャンセルするコイル50を組み込み一定の電流を電源51から印加することで、シールド部屋49の外側には0.5ミリテスラ以上の磁場分布は存在しないことになる。

【0035】このようにコイルをシールド部屋の一部にを組み込むことで静磁場発生磁石の外側に発生する漏洩磁場を実質的に低減することができる。またこの実施例では、クライオスタッド43の支持構造として、磁気回路を構成する鉄製ヨーク構造の代わりに、例えばアルミニウム等の非磁性材料を選択することができるので、静磁場発生磁石2の軽量化を図ることができる。

【0036】なお、第1の実施形態では超電導コイル13の上方及び下方にシールド14を配置し、シールド部屋15に硅素鋼板27を組み込んだ構成を説明し、また第2の実施形態では超電導コイル41の上方及び下方にキャンセルコイル42を配置し、シールド部屋49の上方にキャンセルコイル50を配置した構成を説明したが、この組み合わせに限られるものではなく、シールド14とキャンセルコイル50あるいはキャンセルコイル42と硅素鋼板27の組み合わせでも同様の効果を得ることが出来る。また、シールド部屋に組み込む磁界遮蔽手段に硅素鋼板を用いている

が、アモルファス磁性シート等を用いてもよい。また、キャンセルコイル42、50の位置、個数は漏洩磁場の強度等によって適宜決めてもよい。

【0037】以上、本発明の好適な実施例に基づき説明したが、本発明は以上説明した方法や装置に限定されず、種々の変更が可能であり、複数の磁場遮蔽遮断や方法との併用も可能である。

【0038】

【発明の効果】本発明によれば、開放型で高磁場を発生する磁石を用いたMRI装置において漏洩磁場を低減する漏洩磁場低減手段と、漏洩磁場遮蔽手段とを備えたため、漏洩磁場による安全管理区域を磁石の設置室内に収めることができるので、安全管理上好適な装置を提供することができ、また効果的に漏洩磁場を低減できるため周辺にカラーCRT等の機器が設置できる。

【0039】さらに、漏洩磁場低減手段と漏洩磁場遮蔽手段の両方で漏洩磁場の低減を達成させるため、目的によって強磁性体、キャンセルコイルを使い分けることが出来る。例えば、重量を極力抑える場合には、漏洩磁場低減手段にはキャンセルコイルを用いたり等の使い分けが出来る。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明が適用されるMRI装置の全体構成を示す図。

【図2】本発明が適用されるMRI装置の配置を示す図。

【図3】図2の断面図。

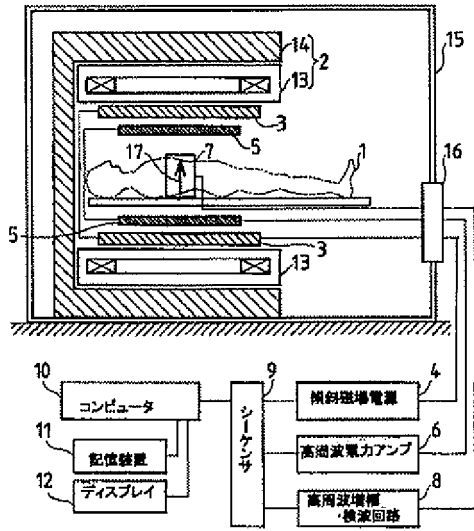
【図4】本発明による他の実施例の静磁場発生磁石とシールド部屋を示す図。

【図5】図4の断面図。

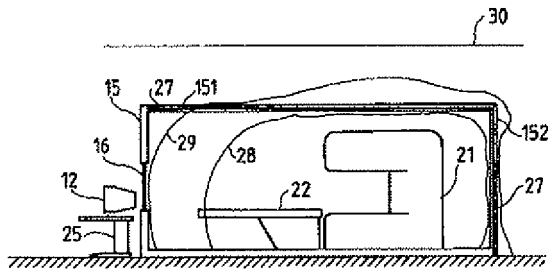
【符号の説明】

- 1……………被検体
- 2……………静磁場発生磁石
- 3……………傾斜磁場コイル
- 4……………傾斜磁場電源
- 5……………高周波コイル
- 6……………高周波電力アンプ
- 7……………検出コイル
- 8……………高周波増幅・検波回路
- 9……………シーケンサ
- 10……………コンピュータ
- 11……………記憶装置
- 12……………ディスプレイ装置
- 15……………シールド部屋

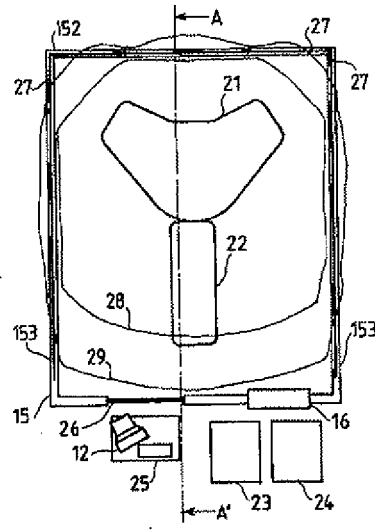
【図 1】



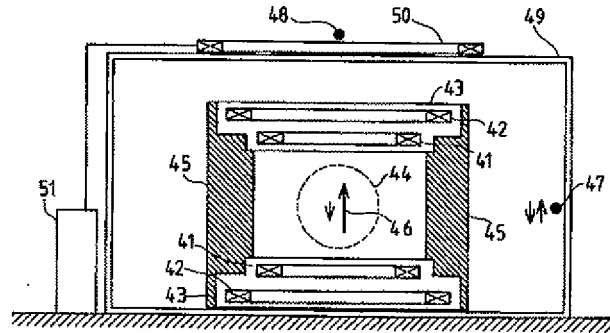
【図 3】



【図 2】



【図 5】



【図 4】

